

03560.003445.



PATENT APPLICATION

IN THE UNITED STATES PATENT AND TRADEMARK OFFICE

In re Application of:)
TADAO ENDO) : Examiner: N.Y.A.
Application No.: 10/829,257) : Group Art Unit: 2878
Filed: April 22, 2004) :
For: RADIATION IMAGING APPARATUS,)
RADIATION IMAGING SYSTEM, AND :
RADIATION IMAGING METHOD) : August 6, 2004

Commissioner for Patents
P.O. Box 1450
Alexandria, VA 22313-1450

SUBMISSION OF PRIORITY DOCUMENT

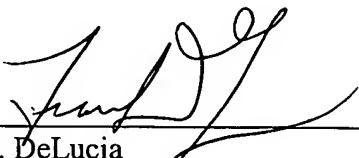
Sir:

In support of Applicant's claim for priority under 35 U.S.C. § 119, enclosed is a certified copy of the following foreign application:

Japan 2003-117237, filed April 22, 2003.

Applicant's undersigned attorney may be reached in our New York office by telephone at (212) 218-2100. All correspondence should continue to be directed to our address given below.

Respectfully submitted,



Frank A. DeLucia
Attorney for Applicant
Registration No.: 42,476

FITZPATRICK, CELLA, HARPER & SCINTO
30 Rockefeller Plaza
New York, New York 10112-3800
Facsimile: (212) 218-2200

NY_MAIN 444460v1

CERTIFIED COPY OF
PRIORITY DOCUMENT

CFG 03445

10/829.257 US

日本国特許庁
JAPAN PATENT OFFICE

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されて
いる事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed
with this Office.

出願年月日
Date of Application: 2003年 4月22日

出願番号
Application Number: 特願2003-117237

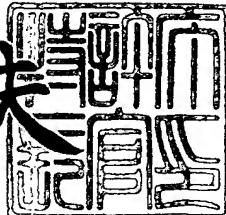
[ST. 10/C]: [JP2003-117237]

出願人
Applicant(s): キヤノン株式会社

2004年 5月14日

特許庁長官
Commissioner,
Japan Patent Office

今井康夫



【書類名】 特許願
【整理番号】 252957
【提出日】 平成15年 4月22日
【あて先】 特許庁長官殿
【国際特許分類】 H04N 5/00
【発明の名称】 放射線撮像装置
【請求項の数】 1
【発明者】
【住所又は居所】 東京都大田区下丸子3丁目30番2号 キヤノン株式会社内
【氏名】 遠藤 忠夫
【特許出願人】
【識別番号】 000001007
【氏名又は名称】 キヤノン株式会社
【代理人】
【識別番号】 100090273
【弁理士】
【氏名又は名称】 國分 孝悦
【電話番号】 03-3590-8901
【手数料の表示】
【予納台帳番号】 035493
【納付金額】 21,000円
【提出物件の目録】
【物件名】 明細書 1
【物件名】 図面 1
【物件名】 要約書 1
【包括委任状番号】 9705348
【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 放射線撮像装置

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 被写体を透過した放射線を電気信号として検出する放射線検出素子が2次元アレー状に配置された放射線検出手段と、

前記放射線検出手段で電気信号として検出された前記被写体の放射線画像を、所定のフレームレートで複数フレームの連続した画像として撮影し、mを自然数とすると、m枚目の画像と(m+1)枚目の画像に対してサブトラクション処理を施すことにより得られた処理画像と、前記サブトラクション処理を施していない前記m枚目の画像、もしくは前記(m+1)枚目の画像のいずれかとを同期させて表示装置に表示するように制御する画像表示制御手段と

を有することを特徴とする放射線撮像装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、医療用の診断や工業用の非破壊検査に用いて好適な放射線撮像装置に関するものであって、特に、動画像を撮影するのに適した放射線撮像装置及び放射線撮像システムに関するものである。ここで、放射線とは、X線に限らず α 線、 β 線、 γ 線などを含むものである。

【0002】

【従来の技術】

従来、病院内などに設置されているX線撮影システムは、患者にX線を照射し、患者を透過したX線をフィルムに露光するフィルム撮影方式と、患者を透過したX線を電気信号に変換し、その電気信号を、A/Dコンバータを用いてデジタル値として検出し、メモリに取り込むデジタル撮影方式とがある。現在、後者の主流は、BaFBr:Euを代表材料としたイメージングプレート(IP)と呼ばれる輝尽性蛍光体にX線像を一旦蓄像し、その後、レーザー光でIPをスキャナすることにより、IPからの可視光を光電子増倍管などで電気信号に変換してデジタル化する方式である。

【0003】

最近では、 $Gd_2O_2S : Tb$ や $CsI : Tl$ を代表材料としたX線可視変換蛍光体にX線が照射され、X線量に比例して発光する可視光をアモルファスシリコン光センサで電気信号に変換し、デジタル化する方式が実用化されている。この装置は、FPD（フラットパネルディテクタ）と呼ばれる。FPDの中には、X線可視変換蛍光体を用いずに Se や PbI_2 などを材料に用いた、X線を直接吸収して電気信号に変換するタイプもある。

【0004】

その他、X線を1次蛍光体に照射させ、その蛍光面からの光電子を電子レンズで加速、集束させ、2次蛍光面での蛍光像（X線像）を撮像管やCCDで電気信号に変換する装置がある。これは、イメージインテンシファイア（I.I.）と呼ばれ、透視撮影に用いられる一般的方式であるが、電気信号をデジタル値として検出可能であり、デジタル撮影方式のひとつである。

【0005】

このように、X線画像をデジタル化する装置は、多種多様に存在している。医療現場におけるデジタル化の要求は、近年ますます高まってきてている。画像データをデジタル化できれば、撮影データの記録、表示、印刷、保管が容易にできる利点がある。また、コンピュータを用いて撮影データを画像処理することにより、読影医師の診断支援ができる。更に、近い将来、読影医師を介在せずにコンピュータだけによる自動診断が実現可能とも言われている。

【0006】

フィルム撮影方式、いわばアナログ撮影方式から、上述のデジタル撮影方式に移り変わろうとしている昨今の医療現場においても、X線撮影の第1のステップとしては、単純X線撮影が行われる。これは、例えば胸部の場合、胸部単純X線撮影と呼ばれ、人体の胸部正面（又は側面）のX線撮影を行うものである。人体の胸部全域（上半身）を覆うためには、撮影領域として一般的には、半切サイズ（35cm×43cm）以上、できれば43cm×43cm以上が必要と言われ、胸部単純X線撮影においては、周辺の画像の歪曲が問題視されるI.I.よりもFPDの方が、今後有望視されるデジタル撮影方式である。

【0007】

胸部単純X線撮影は、食道、気管、肺血管、肺胞、心臓、心臓血管、横隔膜、肋骨、鎖骨など、上半身の肺野近傍の体内情報を1回1枚のX線撮影で写し出すことができ、病巣をスクリーニングするための有用な撮影法として頻繁に行われている。しかしながら、この撮影では、その原理上、透視像を観察するために、観察すべき病巣が、例えば肋骨の裏に存在する場合や、心臓血管の影に存在する場合、あるいは横隔膜の裏に存在する場合など、透視像では、二重に重なっているために、病巣の陰影を見出す（発見する）ことが困難な場合がある。このことにより、病巣スクリーニングの効率が低下し、しいては病巣の発見が遅延するといった問題点がある。

【0008】

こういった問題点を解決するための1つの手段として、イメージングプレート（IP）を2枚用いて、X線の管電圧を変えて2回撮影を行い、2枚のIPから得られるX線画像に減算処理（サブトラクション処理）を施し、骨部の陰影を削除する方法が実現されている。これは、エネルギー・サブトラクション処理（ES処理）と呼ばれるもので、X線エネルギーを変えた場合、骨組織と血管やリンパ管、神経などの軟部組織とが、その吸収の度合いが異なることを利用した撮影法である。

【0009】

その例として、特許文献1には、互いにエネルギーの異なる複数の放射線源から発せられた放射線により撮影した画像を、その画像信号に基づいて歪を補正した後にサブトラクションを行う撮影方法が開示されており、また、特許文献2には、X線管のX線照射口にデュアルエネルギー発生機構を設けて、イメージ収集のタイミングにあわせて異なるエネルギーのX線を発生させる構成が開示されている。また、特許文献3には、エネルギー・サブトラクション画像の表示方法として、差信号として患部組織のみの画像を得て、その画像を3次元目の奥行き情報として加えて表示する方法が開示されている。また、特許文献4には、1枚の蛍光シートの異なる部分に、エネルギーの異なるX線によって撮影された画像を記録してサブトラクションを行う構成が開示されている。また、特許文献5には、

被検体を放射線で透視して撮影した実写画像及び参照画像を表示するにあたり、実写画像と参照画像を共通の表示器に時期を異ならせて表示する構成が開示されている。

【0010】

【特許文献1】

特開平2-273873号公報

【特許文献2】

特開平3-106343号公報

【特許文献3】

特開平3-133276号公報

【特許文献4】

特開平5-260382号公報

【特許文献5】

特開2000-116637号公報

【0011】

【発明が解決しようとする課題】

しかしES処理は、骨陰影の除去という観点で有用ではあるものの、骨陰影が完全に除去されるとは限らず、特に、患者の体系や体格、病巣の種類によっては、骨陰影が残ってしまうといった問題がある。また、例えば、病巣が肋骨の裏にあるとは限らず、横隔膜や心臓の影にある場合などは、骨陰影除去のためのES処理だけでは、患者の状態（体格、病巣）によっては、不十分であるといった問題点を残している。また、動画画像あるいは静止画画像のいずれか一方の画像だけを観察するとき、病巣を検知しづらい問題点がある。特に、動画画像において、体内の動きが全体的に比較的ゆっくりとした動きである場合、画像の変化が乏しく病巣を検知しづらい。また、上記特許文献5の構成では、共通の表示器に時間を異ならせて表示させるために、両者の画像を同時に比べるという作業が困難であるという問題を有していた。

【0012】

本発明は上述の問題点にかんがみてなされたもので、被写体を透過した放射線

画像の撮影を行うときに、被写体の異常部位を強調して表示できるようにして、当該異常部位の検知率を向上させる放射線撮像装置を提供することを目的とする。

【0013】

【課題を解決するための手段】

本発明の放射線撮像装置は、被写体を透過した放射線を電気信号として検出する放射線検出素子が2次元アレー状に配置された放射線検出手段と、前記放射線検出手段で電気信号として検出された前記被写体の放射線画像を、所定のフレームレートで複数フレームの連続した画像として撮影し、mを自然数とすると、m枚目の画像と(m+1)枚目の画像に対してサブトラクション処理を施すことにより得られた処理画像と、前記サブトラクション処理を施していない前記m枚目の画像、もしくは前記(m+1)枚目の画像のいずれかとを同期させて表示装置に表示するように制御する画像表示制御手段とを有することを特徴とするものである。

【0014】

【発明の実施の形態】

次に、添付図面を参照しながら本発明の放射線撮像装置における諸実施形態について説明する。なお、本発明の実施形態においては、放射線としてX線を用いた例で説明を行う。

【0015】

(第1の実施形態)

図1は、本発明の第1の実施形態におけるX線撮像システムの概略図である。X線管球501を出射したX線は、被写体507に照射される。被写体507は、主に患者である。この患者を透過したX線は、X線可視変換蛍光体502で可視光に変換され、蛍光体からの可視光は、光電変換装置503で電気信号に変換される。結果として、被写体507(患者)のX線透視像が電気信号として変換される。X線可視変換蛍光体502と光電変換装置503は、接着などにより実質的に密着した構造となっており、両者あわせてX線検出装置と称する。X線電源504は、X線管球501で電子を加速させるための高い電圧を供給し、X

線管球501とあわせてX線発生装置と称する。

【0016】

イメージプロセッサ505は、電気信号に変換されたX線画像情報を記録する機能、得られた画像データを演算する機能、あるいはX線検出装置を動作させるための制御信号を生成する機能、X線発生装置を制御する機能、CRTディスプレイ506に画像を表示させるための機能を備えた、いわゆるコンピュータである。

【0017】

本実施形態におけるX線撮像システムは、X線電源504及びX線管球501を備えるX線発生装置と、X線可視変換蛍光体502及び光電変換装置503を備えるX線検出装置とイメージプロセッサ505とを有するX線撮像装置と、表示装置としてのCRTディスプレイ506とを含み構成されている。

【0018】

本実施形態のX線撮像装置は、X線管球501からX線をパルス状に発生させ、X線検出装置で時間的に連続した患者の画像情報を複数枚分取得し、その後、イメージプロセッサ505で撮影データを動画画像としてCRTディスプレイ506に表示する。本発明の特徴とするところは、mを自然数とすると（以下、同様とする）、画像F_(m)と、画像F_(m+1)とを異なった設定にしながら連続した動画画像を撮影し、画像F_(m)と画像F_(m+1)を減算処理（エネルギー subtraction処理）をしながら得られた処理画像と、画像F_(m)又は画像F_(m+1)のサブトラクション処理をしていない原画像とを、時間的に同期させながら、同一のディスプレイ面に表示することである。

【0019】

図1に示すCRTディスプレイ506には、左側に画像F_(m+1)の原画像を表示しており、右側に画像F_(m)と画像F_(m+1)を減算処理して得られた画像を表示している。ここで、図1のCRTディスプレイ506の右側に表示されたエネルギー subtraction処理により得られた画像は、F_(m+1) - F_(m)のものが表記されているが、このエネルギー subtraction処理は、単純な引き算になるとは限らない。以下、具体的に説明する。

【0020】

画像F_(m+1)を管電圧V₁で撮影することにより得られる肋骨成分の画像濃度をD_{1(V1)}、血管濃度をD_{2(V1)}とし、画像F_(m)を管電圧V₂で撮影することにより得られる肋骨成分の画像濃度をD_{1(V2)}、血管濃度をD_{2(V2)}とする。ここで、肋骨濃度比D_{1(V2)}／D_{1(V1)}=1であれば、サブトラクション処理は、単純な引き算処理F_(m+1)-F_(m)を施すことにより、肋骨陰影は除去できる。

【0021】

しかしながら、骨成分は（骨成分に限らないが）、X線のエネルギーを変えた場合、X線の吸収量が異なるため濃度差が生じる。つまり、肋骨濃度比D_{1(V2)}／D_{1(V1)}=1ではない。そこで、肋骨濃度比D_{1(V2)}／D_{1(V1)}=k₁とすると、サブトラクション処理を、F_(m+1)-{k₁×F_(m)}で行うことにより肋骨陰影が除去される。

【0022】

一方、血管は、肋骨とは組織（組成）が異なるために、血管の濃度比D_{2(V2)}／D_{2(V1)}=k₂≠k₁となり、F_(m+1)-{k₁×F_(m)}のサブトラクション処理を行っても、血管像は消えることなく描出されてしまうことになる。なお、上述したサブトラクション処理は、F_(m+1)からF_(m)を演算（k₁倍）する形のサブトラクション処理であるが、例えばk₁=1.5の場合、F_(m+1)を2倍した画像からF_(m)を3倍した画像をサブトラクションしてもよい。すなわち、F_(m+1)を演算した画像とF_(m)を演算した画像とを減算処理しても結果は同じになる。

【0023】

胸部単純X線撮影は、食道、気管、肺血管、肺胞、心臓、心臓血管、横隔膜、肋骨、鎖骨など、複数の組織を1回1枚のX線撮影で写し出すことができる。ある1つの陰影を除去するのではなく、複数の組織の陰影を軽減するために、サブトラクションしてもよい。その時、サブトラクション処理としては、F_(m+1)を演算した画像から、F_(m)を演算した画像を減算する場合がある。また、上記例では、肋骨陰影を除去する例を記述したが、逆に血管陰影を除去するサブ

トラクション処理を施してもよく、観察したい組織、病巣によってサブトラクション演算を選択する。

【0024】

表1は、本実施形態のX線撮像装置において、表示装置（CRTディスプレイ506）の同一画面に表示する2種の撮影フレームと表示の関係を示したものである。

【0025】

【表1】

表示フレーム数	原画像	サブトラクション画像
1	F(2)	F(2) - F(1)
2	F(3)	F(3) - F(2)
3	F(4)	F(4) - F(3)
4	F(5)	F(5) - F(4)
5	F(6)	F(6) - F(5)
⋮	⋮	⋮

【0026】

サブトラクション処理をF(m+1) - F(m)で表した場合、CRTディスプレイ506では、サブトラクション画像は、「F(2) - F(1)」→「F(3) - F(2)」→「F(4) - F(3)」→…、「F(m+1) - F(m)」…と連続的に表示され、一方、サブトラクション処理をしない原画像は、「F(2)」→「F(3)」→「F(4)」→…、「F(m+1)」…と、連続的に表示される。

【0027】

それぞれの画像は、例えは、一方が「F(2) - F(1)」を表示するときに、他方はF(2)を表示するといったように、常に両者の画像は同期をとっており、医師は、双方の画像を比較、観察しながら診断することが可能である。

【0028】

サブトラクション処理を施した画像とサブトラクション処理を施さない画像とを同期させながら同一面の表示することにより、医師は、それぞれを比較しながら

ら読影することができ、病巣の検知率を向上させることができる。例えば、連続した2枚のサブトラクション処理を施すことにより、変化の度合いが大きい部分は、そうでない部分に比べて、より黒く又はより白く表現される。そういった変化の度合いが大きい部分を認識しながら、サブトラクションしない画像との比較読影ができる。

【0029】

エネルギーサブトラクション画像は、例えば胸部X線撮影の場合、肋骨や鎖骨などの骨部陰影を除去あるいは軽減できるメリットがある。エネルギーサブトラクション処理で得られた画像と、サブトラクション処理をしていない原画像とを、それぞれ同期させながら並べて表示させることにより、医師がそれぞれの画像を比較しながら読影できる。このことは、単一の画像を読影する場合に比べて、病巣の検知率が向上する。

【0030】

また、患者の動き（呼吸による横隔膜や肺野部の動き、心臓の動きなど）を動画として観察することにより、肋骨、鎖骨、横隔膜、心臓などの影（裏）に潜んでいる病巣が、その動きの過程で顕在化する場合があり、病巣の検知率が更に高くなる。これは、胸部X線撮影だけではなく、例えば、骨と腱（筋肉）で構成される関節異常の検知などにも有用である。骨と腱（筋肉）では、X線エネルギーを変えた場合その吸収の度合いが異なるため、ES処理画像と原画像（画像F（m+1）又は画像F（m））を、同期させながら、同一面上に動画画像として表示すれば、胸部同様、関節の場合も異常の検知率が高くなる。

【0031】

しかも、本発明のX線撮像装置では、1枚（1回）の静止画像だけではなく複数枚の画像を取得し、それらを動画画像として動きを観察することができ、体の動きの中から、静止画像では発見されにくい病巣を検知できる可能性が高まる。逆に、静止画陰影において、正常組織が病巣として検知されてしまうような陰影も、本発明のX線撮像装置によれば、動きを観察することにより、正常組織と判断される場合もあり、診断の精度が向上する。

【0032】

本発明では、撮影フレームレートを f_{rl} (枚／秒) で行った場合、サブトラクション処理を行いながら表示するとき、表示におけるフレームレートは、 $f_{rl}/2$ (枚／秒) となる。また、これと同時に原画像を表示するときも、その表示におけるフレームレートは、 $f_{rl}/2$ (枚／秒) となるように表示を制御する。ここで、サブトラクション処理を行った画像と同時に表示する原画像は、診断の目的に応じて選択する。

【0033】

図2は、本発明の第1の実施形態におけるX線撮像装置の光電変換装置503を示す2次元的回路図である。図2では、説明を簡略化するために、光電変換回路部701を $3 \times 3 = 9$ 画素分で記載してある。

ここで、S1-1～S3-3はMIS型の光電変換素子、T1-1～T3-3はスイッチング素子(TFT)、G1～G3はTFT (T1-1～T3-3) をオン／オフさせるためのゲート駆動用配線、M1～M3はマトリクス信号配線、Vs線は光電変換素子(S1-1～S3-3) に蓄積バイアスを与えるためのバイアス配線である。

【0034】

光電変換素子(S1-1～S3-3)は、黒く塗りつぶされた側の電極がG電極であり、その対向側がD電極である。このD電極は、バイアス配線(Vs線)の一部と共有しているが、光を入射させる都合上、薄いN⁺層をD電極として利用している。光電変換素子(S1-1～S3-3)、TFT (T1-1～T3-3)、ゲート駆動用配線G1～G3、マトリクス信号配線M1～M3、バイアス配線(Vs線)、これらを総じて光電変換回路部701と称する。

【0035】

バイアス配線(Vs線)は、バイアス電源Vsによりバイアスされる。SR1は、ゲート駆動用配線G1～G3に駆動用のパルス電圧を与えるシフトレジスタであり、この駆動用回路部(シフトレジスタSR1)には、外部からTFT (T1-1～T3-3)をオンさせる電圧Vg(on)とTFT (T1-1～T3-3)をオフさせる電圧Vg(off)とが供給される。

【0036】

読み出し用回路部 707 は、光電変換回路部 701 からの並列の信号出力を読み取り、直列変換して出力する。

A1～A3 はマトリクス信号配線 M1～M3 と反転端子（-）とがそれぞれ接続されたオペアンプであり、反転端子（-）と出力端子の間には、それぞれ容量素子 Cf1～Cf3 が接続されている。容量素子 Cf1～Cf3 は、光電変換素子（S1-1～S3-3）の信号を、TFT（T1-1～T3-3）をオンした時に容量素子 Cf 側に流れる電流を積分し、電圧量に変換する。RES1～RES3 は容量素子 Cf1～Cf3 をリセットバイアス V（reset）にリセットするスイッチであり、容量素子 Cf1～Cf3 と並列に接続されている。図2では、リセットバイアス V（reset）を 0V すなわち GND で表記している。

【0037】

CL1～CL3 は、オペアンプ A1～A3 や容量素子 Cf1～Cf3 で蓄積された信号を、一時的に記憶するサンプルホールド容量、Sn1～Sn3 はサンプルホールドするためのスイッチ、B1～B3 はバッファアンプ、Sr1～Sr3 は並列信号を直列変換するためのスイッチ、SR2 はスイッチ Sr1～Sr3 に直列変換するためのパルスを与えるシフトレジスタ、Ab は直列変換された信号を出力するバッファアンプである。

【0038】

SW-res はオペアンプ A1～A3 の非反転端子をリセットバイアス V（reset）にリセットする（図2では 0V にリセット）ためのスイッチであり、また、SW-ref はオペアンプ A1～A3 の非反転端子をリフレッシュバイアス V（refresh）にリフレッシュするためのスイッチである。これらのスイッチは、「REFRESH」信号により制御される。この「REFRESH」信号が「Hi」の時にスイッチ SW-ref がオンし、「Lo」の時にスイッチ SW-res がオンし、それらのスイッチが同時にオンしない構成になっている。

【0039】

図3は、図2に示した光電変換装置の動作を示すタイムチャートであり、2フレーム分の動作を表している。X線パルスは、第1の光電変換期間と第2の光電変換期間とで、振幅が便宜上同じように表記しているが、本発明では、X線のエ

エネルギーが異なる。しいては、動画撮影においては、撮影枚数に応じて図3のタイミングチャートが連続的に繰り返されるわけであるが、mフレームに該当するX線と（m+1）フレームに該当するX線とでは、それらのX線エネルギーが異なるように管電圧が切り替えられる。

【0040】

次に、図2に示した光電変換装置の動作について、図3のタイムチャートを用いて説明する。

まず、光電変換期間について説明する。全光電変換素子（S1-1～S3-3）のD電極は、バイアス電源Vs（正電位）によりバイアスされた状態にある。シフトレジスタSR1の信号はすべて“Lo”であり、スイッチング用の全TFT（T1-1～T3-3）がオフしている。この状態でX線源がパルス的にオンすると、それぞれの光電変換素子（S1-1～S3-3）のD電極（N⁺電極）に光が照射し、光電変換素子（S1-1～S3-3）のi層内で電子とホールのキャリアが生成される。ここで、電子はバイアス配線（Vs線）によりD電極に移動するが、ホールは光電変換素子（S1-1～S3-3）内のi層と絶縁層との界面に蓄えられ、X線がオフ後も保持される。

【0041】

続いて、読み出し期間について説明する。読み出し動作は、1行目の光電変換素子（S1-1～S1-3）、次に2行目の光電変換素子（S2-1～S2-3）、次に3行目の光電変換素子（S3-1～S3-3）の順で行われる。まず、1行目の光電変換素子（S1-1～S1-3）を読み出すために、TFT（T1-1～T1-3）のゲート駆動用配線G1に、シフトレジスタSR1からゲートパルスを与える。この時、ゲートパルスのハイレベルは、外部から供給されている電圧Vg（on）である。これにより、TFT（T1-1～T1-3）がオン状態になり、光電変換素子（S1-1～S1-3）に蓄積されていた信号電荷がTFT（T1-1～T1-3）を介し電流として流れ、この電流がオペアンプA1～A3に接続されている容量素子Cf1～Cf3に流入し積分されることになる。

【0042】

マトリクス信号配線M1～M3には、特に図2には記載していないが読み出し容量が付加されており、信号電荷はTFT（T1-1～T1-3）を介しマトリクス信号配線M1～M3側の読み出し容量に転送されることになる。しかし、マトリクス信号配線M1～M3は、オペアンプA1～A3の非反転端子（+）のリセットバイアス（GND）で仮想接地されているために、転送動作による電位の変動はなく、GNDに保持された状態にある。すなわち信号電荷は、容量素子Cf1～Cf3に転送されることになる。

【0043】

オペアンプA1～A3の出力端子は、光電変換素子（S1-1～S1-3）の信号量に応じて、図3に示されるように変化する。ここで、TFT（T1-1～T1-3）が同時にオンするため、オペアンプA1～A3の出力は、同時に変化する。すなわち並列出力である。その状態で、「SMP L」信号をオンさせることにより、オペアンプA1～A3の出力信号は、サンプルホールド容量CL1～CL3に転送され、SMP L信号をオフするとともに、一旦ホールドされる。

【0044】

続いて、シフトレジスタSR2からスイッチSr1、Sr2、Sr3の順番で、パルスを印加することにより、サンプルホールド容量CL1～CL3にホールドされていた信号が、サンプルホールド容量CL1、CL2、CL3の順でアンプAbから出力される。結果として、光電変換素子S1-1、S1-2、S1-3の1行分の光電変換信号が順次、直列変換されて出力される。

【0045】

以上、ここまで1行目の光電変換素子（S1-1～S1-3）の読み出し動作を説明してきたが、2行目の光電変換素子（S2-1～S2-3）の読み出し動作、3行目の光電変換素子（S3-1～S3-3）の読み出し動作も同様に行われる。

【0046】

1行目のSMP L信号により、オペアンプA1～A3の信号をサンプルホールド容量CL1～CL3にサンプルホールドすれば、光電変換素子（S1-1～S1-3）の信号は、光電変換回路部701からは出力されたことになる。従って

、読み出し用回路部707内でスイッチS r 1～S r 3により直列変換されて出力される最中に、光電変換回路部701内の光電変換素子（S 1-1～S 1-3）のリフレッシュ動作と容量素子C f 1～C f 3のリセット動作を行うことができる。

【0047】

光電変換素子（S 1-1～S 1-3）のリフレッシュ動作は、「REFRESH」信号を「Hi」にすることによりスイッチSW-refがオンし、かつ「RC」信号によりスイッチRES1～RES3を導通状態にし、更に、TFT（T1-1～T1-3）のゲート駆動用配線G1に電圧Vg(on)を印加することにより達成される。すなわち、リフレッシュ動作により光電変換素子（S 1-1～S 1-3）のG電極がリフレッシュバイアスV(refresh)にリフレッシュされる。その後、リセット動作に遷移する。

【0048】

リセット動作は、TFT（T1-1～T1-3）のゲート駆動用配線G1に電圧Vg(on)を印加した状態で、かつスイッチRES1～RES3を導通状態のまま、「REFRESH」信号を「Lo」にする。この動作により、光電変換素子（S 1-1～S 1-3）のG電極は、リセットバイアスV(reset)=GN-Dにリセットされ、同時に容量素子C f 1～C f 3に蓄積されていた信号をリセットする。

【0049】

リセット動作が終了後、次にゲート駆動用配線G2のゲートパルスを印加することができる。つまり、1行目の信号をシフトレジスタSR2により直列変換動作をする間に、同時に光電変換素子（S 1-1～S 1-3）をリフレッシュし、容量素子C f 1～C f 3をリセットし、そして2行目の光電変換素子（S 2-1～S 2-3）の信号電荷をシフトレジスタSR1によりマトリクス信号配線M1～M3に転送することが可能となる。

【0050】

以上の動作により、第1行目から第3行目までの全ての光電変換素子（S 1-1～S 3-3）の信号電荷を出力することができる。そして、この1フレーム分

の動作を複数回、繰り返すことにより、動画画像が取得できる。

【0051】

図4は、光電変換回路部701のパターン配線図である。この図4には、MIS型光電変換素子とスイッチング素子の材料にアモルファスシリコン半導体薄膜を用いて構成したものが示されており、それらを結線する配線を含めて表している。また、図5は、図4に示した光電変換回路部701の断面A-Bにおける断面図である。以後の説明では、簡単化のために、MIS型光電変換素子は、単に光電変換素子と呼ぶことにする。

【0052】

光電変換素子101及びスイッチング素子102（アモルファスシリコンTFT、以下、単にTFTと記す）は、同一の絶縁基板103上に形成されており、光電変換素子101の下部電極は、TFT102の下部電極（ゲート電極）と同一の第1の金属薄膜層104で共有して構成されており、光電変換素子101の上部電極は、TFT102の上部電極（ソース電極、ドレイン電極）と同一の第2の金属薄膜層105で共有して構成されている。また、第1及び第2の金属薄膜層（104及び105）は、光電変換回路部701内のゲート駆動用配線106、マトリクス信号配線107も共有している。

【0053】

図4においては、画素数として2×2の計4画素分が記載されている。図4のハッチング部は、光電変換素子101の受光面である。109は光電変換素子101にバイアスを与える電源ラインである。また、110は光電変換素子101とTFT102とを接続するためのコンタクトホール部である。アモルファスシリコン半導体を主たる材料にした図4で示されるような構成を用いれば、光電変換素子101、スイッチング素子102、ゲート駆動用配線106、マトリクス信号配線107を同一基板（絶縁基板103）上に同時に作製することができ、大面積の光電変換回路部701を容易に、しかも安価に提供することができる。

【0054】

次に、光電変換素子101単体のデバイス動作について説明する。

図6は、図4及び図5に示した光電変換素子101のデバイス動作を説明する

ためのエネルギー・バンド図である。ここで、図6（a）は、リフレッシュモードにおける動作、図6（b）は、光電変換モードにおける動作、図6（c）は、飽和状態における動作をそれぞれ示している。

【0055】

図6（a）～（c）の横軸は、図5で示される各層の膜厚方向の状態を表している。Me1は、第1の金属薄膜層104（例えばCr）で形成された下部電極（G電極）である。アモルファス窒化シリコン（a-SiNx）絶縁薄膜層111は、電子、ホールとともにその通過を阻止する絶縁層であり、トンネル効果をもたらさない程度の厚さが必要であり、通常50nm以上に設定される。水素化アモルファスシリコン（a-Si:H）半導体薄膜層112は、意図的にドーパントをドープしていない真性半導体層（i層）で形成された光電変換半導体層である。N⁺層113は、a-Si:H半導体薄膜層112へのホールの注入を阻止するために形成されたN型a-Si:H層などの非単結晶半導体からなる单一導電型キャリアの注入阻止層である。また、Me2は、第2の金属薄膜層105（例えばAl）で形成される上部電極（D電極）である。

【0056】

図5では、D電極（105）はN⁺層113を完全には覆っていないが、D電極（105）とN⁺層113との間は電子の移動が自由に行われるため、D電極（105）とN⁺層113とは常に同電位であり、以下の説明では、そのことを前提としている。

【0057】

本光電変換素子101には、D電極やG電極への電圧の印可の仕方により、リフレッシュモードと光電変換モードという2種類の動作モードがある。

リフレッシュモードを示す図6（a）において、D電極はG電極に対して負の電位が与えられており、i層（a-Si:H）中の黒丸で示されたホールは、電界によりD電極に導かれる。同時に白丸で示された電子は、i層（a-Si:H）に注入される。この時、一部のホールと電子は、N⁺層、i層（a-Si:H）において再結合して消滅する。十分に長い時間この状態が続ければ、i層（a-Si:H）内のホールは、i層（a-Si:H）から掃き出される。

【0058】

この状態から、光電変換モードを示す図6（b）にするためには、D電極にG電極に対し正の電位を与える。こうすると、i層（a-Si:H）中の電子は、瞬時にD電極に導かれる。しかし、ホールは、N⁺層が注入阻止層として働くため、i層（a-Si:H）に導かれることはない。この状態でi層（a-Si:H）に光が入射すると、入射した光は吸収されて、電子・ホール対が発生する。この電子は、電界によりD電極に導かれ、ホールは、i層（a-Si:H）内を移動してi層（a-Si:H）とa-SiNx絶縁薄膜層との界面に達する。

【0059】

しかし、ホールは、a-SiNx絶縁薄膜層内には移動できないため、i層（a-Si:H）内に留まることになる。この時、電子はD電極に移動し、ホールはi層（a-Si:H）内のa-SiNx絶縁薄膜層界面に移動するため、光電変換素子101内の電気的中性を保つため電流がG電極から流れる。この電流は、光により発生した電子・ホール対に対応するため、入射した光に比例する。

【0060】

図6（b）に示した光電変換モードの状態をある期間保った後、再び図6（a）に示したリフレッシュモードの状態になると、i層（a-Si:H）に留まっていたホールは、前述のようにD電極に導かれ、同時に、このホールに対応した電流が流れる。このホールの量は、光電変換モード期間に入射した光の総量に対応する。この時、i層（a-Si:H）内に注入される電子の量に対応した電流も流れるが、この量はおよそ一定なため、差し引いて検出すればよい。つまり、この光電変換素子101は、リアルタイムに入射する光の量を出力すると同時に、ある期間に入射した光の総量も検出することができる。

【0061】

しかしながら、何らかの理由により光電変換モードの期間が長くなった場合や入射する光の照度が強い場合には、光の入射があるにもかかわらず、電流が流れないことがある。これは、図6（c）に示すように、i層（a-Si:H）内にホールが多数留まり、このホールのため、i層（a-Si:H）内の電界が小さくなり、発生した電子がD電極に導かれなくなり、i層（a-Si:H）内でホ

ールと再結合してしまうからである。この状態を光電変換素子 101 の飽和状態と称する。この飽和状態で光の入射の状態が変化すると、電流が不安定に流れることがあるが、再び図 6 (a) に示すリフレッシュモードにすれば、i 層 (a-Si:H) 内のホールは掃き出され、次の図 6 (b) に示す光電変換モードでは、再び光に比例した電流が流れる。

【0062】

また、前述の説明において、リフレッシュモードで i 層 (a-Si:H) 内のホールを掃き出す場合、全てのホールを掃き出すのが理想であるが、一部のホールを掃き出すだけでも効果はあり、前述と等しい電流が得られて問題はない。つまり、次の光電変換モードでの検出機会において、図 6 (c) の飽和状態になつていなければよく、リフレッシュモードにおける D 電極の G 電極に対する電位、リフレッシュモードの期間及び N⁺層の注入阻止層の特性を決めればよい。

【0063】

また、更にリフレッシュモードにおいて、i 層 (a-Si:H) への電子の注入は必要条件でなく、D 電極の G 電極に対する電位は、負に限定されるものでもない。ホールが多数 i 層 (a-Si:H) に留まっている場合には、例え D 電極の G 電極に対する電位が正の電位であっても、i 層 (a-Si:H) 内の電界はホールを D 電極に導く方向に加わるからである。また、注入阻止層である N⁺層の特性も同様に、電子を i 層 (a-Si:H) に注入できることが必要条件ではない。

【0064】

(第 2 の実施形態)

本実施形態における X 線撮像装置は、画像 F_m と画像 F_(m+1) を減算処理（サブトラクション処理）を施すことにより得られた画像と、サブトラクション処理を行わない画像 F_m の原画像（第 1 の実施形態では、画像 F_(m+1) の原画像）とを、それぞれ同期させながら、同一のディスプレイ面の表示装置に並列に表示する。

【0065】

このサブトラクション処理は、フレーム間の差分像が得られ、動きの大きい部

分や濃度の変化が大きい部分の画像は、そうでない部分の画像よりも、より黒く又はより白く表示することができる。サブトラクション画像と原画像とを同期させながら表示することにより、医師は双方を比較しながら、読影作業を行うことができる。

【0066】

表2は、本実施形態のX線撮像装置において、表示装置の同一画面に表示する2種の撮影フレームと表示の関係を示したものである。

【0067】

【表2】

表示フレーム数	原画像	サブトラクション画像
1	F(1)	F(2) - F(1)
2	F(2)	F(3) - F(2)
3	F(3)	F(4) - F(3)
4	F(4)	F(5) - F(4)
5	F(5)	F(6) - F(5)
:	:	:

【0068】

サブトラクション処理を $F(m+1) - F(m)$ で表した場合、CRTディスプレイ506では、サブトラクション画像は、「 $F(2) - F(1)$ 」→「 $F(3) - F(2)$ 」→「 $F(4) - F(3)$ 」→…、「 $F(m+1) - F(m)$ 」…と連続的に表示され、一方、サブトラクション処理をしない原画像は、「 $F(1)$ 」→「 $F(2)$ 」→「 $F(3)$ 」→…、「 $F(m)$ 」…と、連続的に表示される。

【0069】

それぞれの画像は、例えば、一方が「 $F(2) - F(1)$ 」を表示するときに、他方は $F(1)$ を表示するといったように、常に両者の画像は同期をとっており、医師は、双方の画像を比較、観察しながら診断することが可能である。

【0070】

本発明の放射線撮像装置の実施形態においては、サブトラクション処理を行う

ときに、画像 $F_{(m+1)}$ 又は画像 $F_{(m)}$ に対して、予め階調変換処理もしくはエッジ強調処理を必要に応じて行った後、当該サブトラクション処理を行ってもよい。

【0071】

また、X線可視変換蛍光体502の材料としては、 Gd_2O_2S 、 Gd_2O_3 、 CsI 等を主成分とするものが挙げられる。また、光電変換素子として、MIS型センサを例にして説明を行ったが、PIN型センサであってもよい。また、X線検出装置として、X線可視変換蛍光体502を用いずに、光電変換素子をヨウ化鉛、ヨウ化水銀、セレン、テルル化カドミウム、ガリウムヒ素、ガリウム燐、硫化亜鉛、シリコン等を材料とするのもので構成し、被写体507を透過した放射線から直接電気信号に変換するようにしてもよい。

【0072】

本発明の実施形態によれば、連続して撮影した2枚の画像に対してサブトラクション処理を施すことにより、変化の度合いが大きい部分をそうでない部分に比べて、より黒く又はより白く強調して表示を行うことができるとともに、サブトラクション処理を施すことにより得られた処理画像と、サブトラクション処理を施していない原画像とを同期させながらCRTディスプレイ506の同一面に表示することにより、例えば、医師が診断を行うときに、変化の度合いが大きい部分を認識しながら双方の画像を比較して読影することができ、病巣等の異常部位の検知率を向上させることができる。

【0073】

また、サブトラクション処理としてエネルギーサブトラクション処理を行い、前記処理画像とサブトラクション処理をしていない原画像とを、それぞれ同期させながら並べて表示させることにより、医師がそれぞれの画像を比較しながら読影できる。このことは、単一の画像を読影する場合に比べて、病巣等の異常部位の検知率を向上させることができる。

【0074】

しかも、本発明の実施形態では、患者の動き（呼吸による横隔膜や肺野部の動き、心臓の動きなど）を動画として観察することにより、肋骨、鎖骨、横隔膜、

心臓などの影（裏）に潜んでいる病巣をその動きの過程で顕在化することができる場合があり、病巣等の異常部位の検知率を更に高くすることができる。

【0075】

これは、胸部X線撮影だけではなく、例えば、骨と腱（筋肉）で構成される関節異常の検知などにも有用である。骨と腱（筋肉）では、X線エネルギーを変えた場合にそのX線エネルギーの吸収度合いが異なるため、ES処理画像と原画像（画像F_(m+1)又は画像F_(m)）を同期させながらCRTディスプレイ506の同一面上に動画画像として表示することにより、胸部同様、関節の場合も異常部位の検知率を高めることができる。

【0076】

このような医療現場におけるデジタル化は、従来のアナログ情報を扱う場合に比べて、病院内において医師の診断や病院の運営の面での作業の効率化を高めることができる。そして、将来の高齢化社会、IT社会の中で、現在よりも更に質の高い医療環境を作ることができる。

【0077】

本発明の実施態様の例を、以下に列挙する。

【0078】

[実施態様1] 被写体を透過した放射線を電気信号として検出する放射線検出素子が2次元アレー状に配置された放射線検出手段と、

前記放射線検出手段で電気信号として検出された前記被写体の放射線画像を、所定のフレームレートで複数フレームの連続した画像として撮影し、mを自然数とすると、m枚目の画像と(m+1)枚目の画像に対してサブトラクション処理を施すことにより得られた処理画像と、前記サブトラクション処理を施していない前記m枚目の画像、もしくは前記(m+1)枚目の画像のいずれかとを同期させて表示装置に表示するように制御する画像表示制御手段とを有することを特徴とする放射線撮像装置。

【0079】

[実施態様2] 前記画像表示制御手段は、前記m枚目の画像又は前記(m+1)枚目の画像に対して階調変換処理もしくはエッジ強調処理を必要に応じて行

った後に、前記サブトラクション処理を施すことを特徴とする実施態様1に記載の放射線撮像装置。

【0080】

[実施態様3] 前記放射線検出素子は、放射線を可視光に変換する波長変換体と、前記波長変換体で変換された可視光を電気信号に変換する光電変換素子とを含み構成されていることを特徴とする実施態様1又は2に記載の放射線撮像装置。

【0081】

[実施態様4] 前記波長変換体は、Gd₂O₂S、Gd₂O₃、CsIのいずれかを主成分とするものであることを特徴とする実施態様3に記載の放射線撮像装置。

【0082】

[実施態様5] 前記光電変換素子は、アモルファスシリコン半導体を用いたMIS型センサ又はPIN型センサであることを特徴とする実施態様3又は4に記載の放射線撮像装置。

【0083】

[実施態様6] 前記MIS型センサは、下部電極として形成された第1の金属薄膜層と、当該第1の金属薄膜層上に形成され、エレクトロン及びホールの通過を阻止するアモルファス窒化シリコンからなる絶縁層と、当該絶縁層上に形成された水素化アモルファスシリコンからなる光電変換層と、当該光電変換層上に形成され、ホールの注入を阻止するN型の注入阻止層と、当該注入阻止層上に上部電極として形成された透明導電層又は当該注入阻止層上的一部分に形成された第2の金属薄膜層とを有して構成され、

リフレッシュモードでは、前記MIS型センサに対して、ホールを前記光電変換層から前記第2の金属薄膜層に導く方向に電界を与え、

光電変換モードでは、前記MIS型センサに対して、前記光電変換層に入射した放射線により発生したホールを当該光電変換層に留まらせてエレクトロンを前記第2の金属薄膜層に導く方向に電界を与え、

前記光電変換モードにより前記光電変換層に蓄積される前記ホールもしくは前

記第2の金属薄膜層に導かれた前記エレクトロンを光信号として検出することを特徴とする実施態様5に記載の放射線撮像装置。

【0084】

[実施態様7] 前記放射線検出素子は、放射線を吸収して直接電気信号に変換するヨウ化鉛、ヨウ化水銀、セレン、テルル化カドミウム、ガリウムヒ素、ガリウム燐、硫化亜鉛、シリコンのいずれかの材料からなるものであることを特徴とする実施態様1又は2に記載の放射線撮像装置。

【0085】

[実施態様8] 放射線を出射する放射線源と、
前記放射線源から出射され、被写体を透過した放射線を電気信号として検出する放射線検出素子が2次元アレー状に配置された放射線撮像手段と、前記放射線検出手段で電気信号として検出された前記被写体の放射線画像を、所定のフレームレートで複数フレームの連続した画像として撮影し、mを自然数とすると、m枚目の画像と(m+1)枚目の画像に対してサブトラクション処理を施すことにより得られた処理画像と、前記サブトラクション処理を施していない前記m枚目の画像、もしくは前記(m+1)枚目の画像のいずれかとを同期させて表示装置に表示するように制御する画像表示制御手段とを備える放射線撮像装置とを有し、

前記放射線源は、前記放射線をパルス状に出射し、前記m枚目の画像を撮影するときと、前記(m+1)枚目の画像を撮影するときとで、当該放射線源における管電圧を異なった電圧として設定し、

前記画像表示制御手段は、前記m枚目の画像と前記(m+1)枚目の画像に対して前記サブトラクション処理を施した画像を前記処理画像とすることを特徴とする放射線撮像システム。

【0086】

[実施態様9] 2次元アレー状に配置された放射線検出素子を用いて、被写体を透過した放射線を電気信号として検出する放射線検出工程と、

前記放射線検出工程で電気信号として検出された前記被写体の放射線画像を、所定のフレームレートで複数フレームの連続した画像として撮影し、mを自然数

とすると、 m 枚目の画像と $(m+1)$ 枚目の画像に対してサブトラクション処理を施すことにより得られた処理画像と、前記サブトラクション処理を施していない前記 m 枚目の画像、もしくは前記 $(m+1)$ 枚目の画像のいずれかとを同期させて表示装置に表示するように制御する画像表示制御工程とを有することを特徴とする放射線撮像方法。

【0087】

【発明の効果】

本発明によれば、連続して撮影した2枚の画像に対してサブトラクション処理を施すことにより、変化の度合いが大きい部分をそうでない部分に比べて、より黒く又はより白く強調して表示を行うことができるとともに、サブトラクション処理を施すことにより得られた処理画像と、サブトラクション処理を施していない原画像とを同期させながら表示装置の同一面に表示することにより、例えば、医師が診断を行うときに、変化の度合いが大きい部分を認識しながら双方の画像を比較して読影することができ、病巣等の異常部位の検知率を向上させることができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】

本発明の第1の実施形態におけるX線撮像システムの概略図である。

【図2】

本発明の第1の実施形態におけるX線撮像装置の光電変換装置を示す2次元的回路図である。

【図3】

図2に示した光電変換装置の動作を示すタイムチャートである。

【図4】

光電変換回路部のパターン配線図である。

【図5】

図4に示した光電変換回路部の断面A-Bにおける断面図である。

【図6】

図4及び図5に示した光電変換素子のデバイス動作を説明するためのエネルギー

ーバンド図である。

【符号の説明】

101、S1-1～S3-3 光電変換素子

102、T1-1～T3-3 スイッチング素子（TFT）

103 絶縁基板

104、Me1 第1の金属薄膜層

105、Me2 第2の金属薄膜層

106、G1～G3 ゲート駆動用配線

107、M1～M3 マトリクス信号配線

110 コンタクトホール部

111 a-SiN絶縁薄膜層

112 a-Si 半導体薄膜層

113 N⁺層

114 配線クロス部

115 保護膜

501 X線管球

502 X線可視変換蛍光体

503 光電変換装置

504 X線電源

505 イメージプロセッサ

506 CRTディスプレイ

507 被写体（患者）

701 光電変換回路部

707 読み出し用回路部

A1～A3、B1～B3、Ab オペアンプ

Cf1～Cf3 容量素子

SW-res オペアンプの（+）端子にリセットバイアスを与えるスイッチ

SW-ref オペアンプの（+）端子にリフレッシュバイアスを与えるスイッチ

R E S 1 ~ R E S 3 C f 1 ~ C f 3 に形成される負荷容量をリセットするスイッチ

S n 1 ~ S n 3 読み出し容量に信号を転送するための転送スイッチ

S r 1 ~ S r 3 読み出し容量の信号を順次読み出すための読み出し用スイッチ

S R 1 シフトレジスタ (スイッチング素子用)

S R 2 シフトレジスタ (読み出しスイッチ用)

V s 光電変換素子のバイアス電源

V (reset) リセットバイアス

V (refresh) リフレッシュバイアス

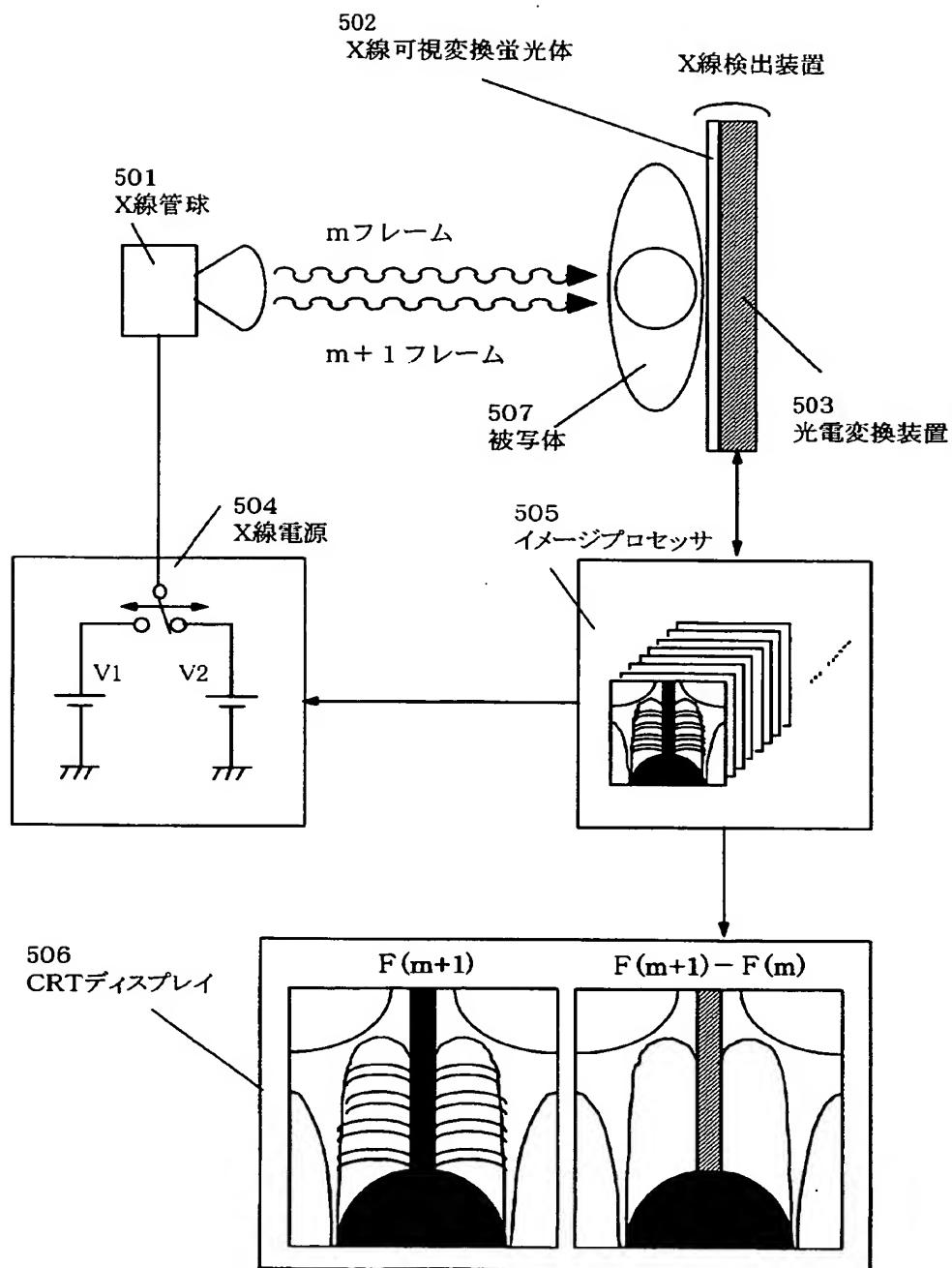
V g (o n) TFT をオンするための電源

V g (o f f) TFT をオフするための電源

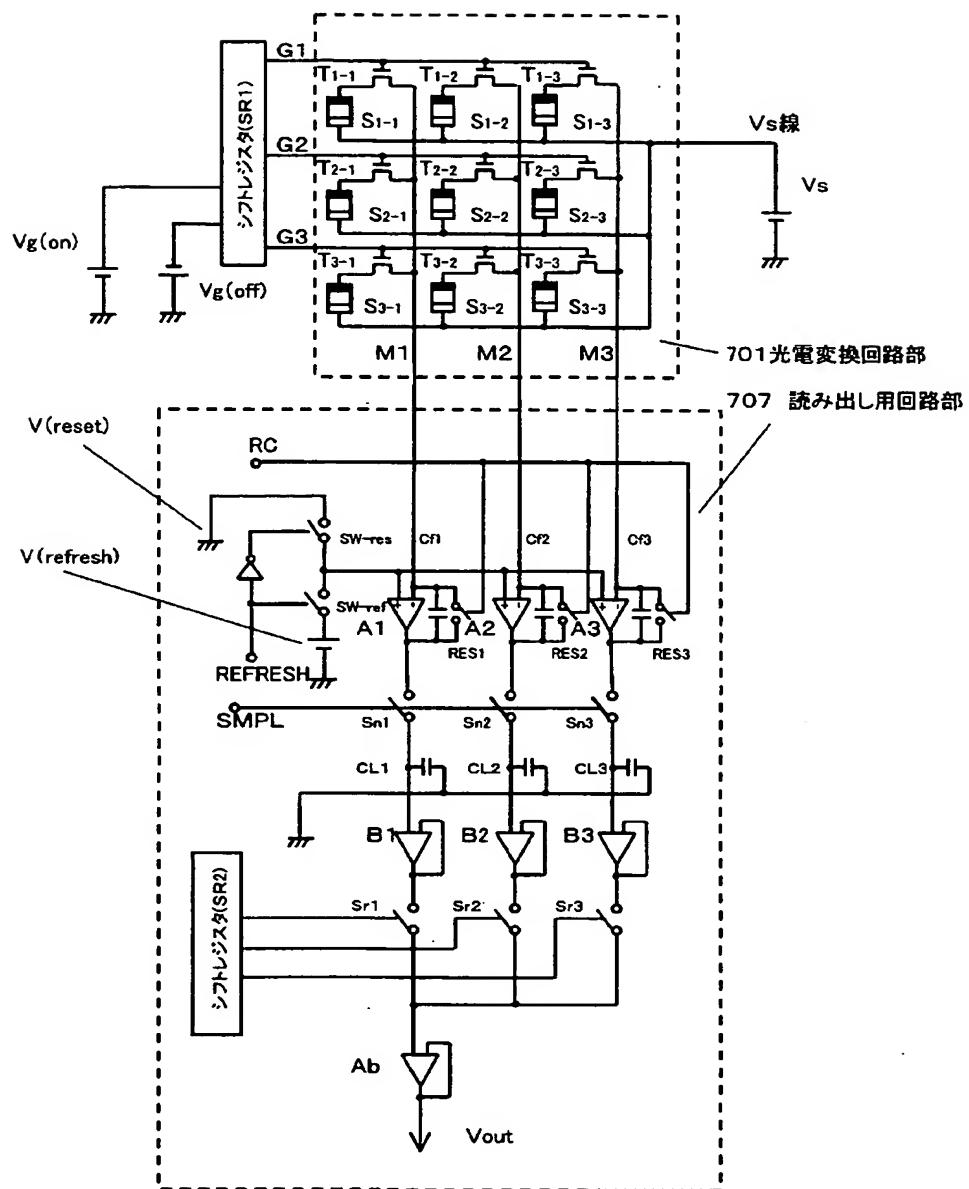
【書類名】

図面

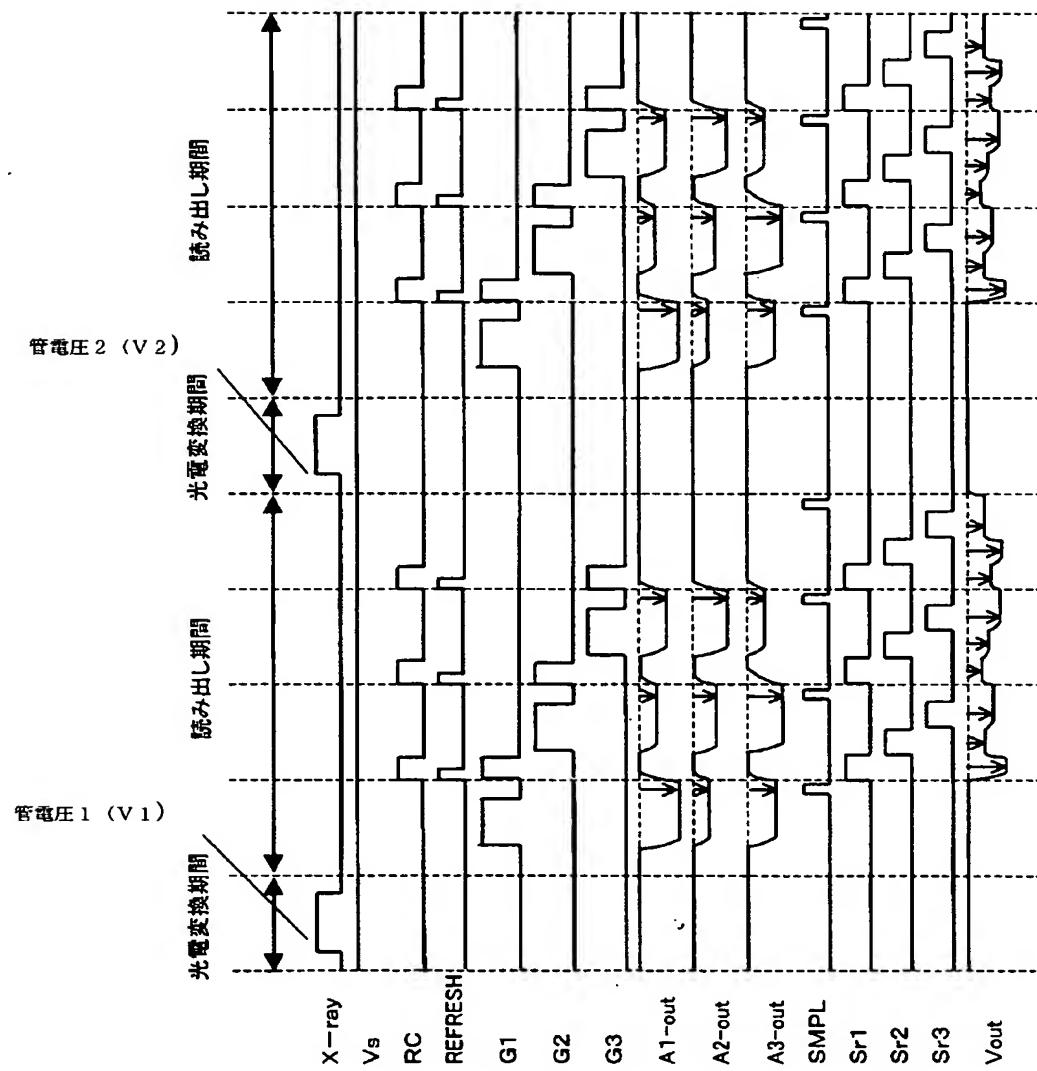
【図 1】



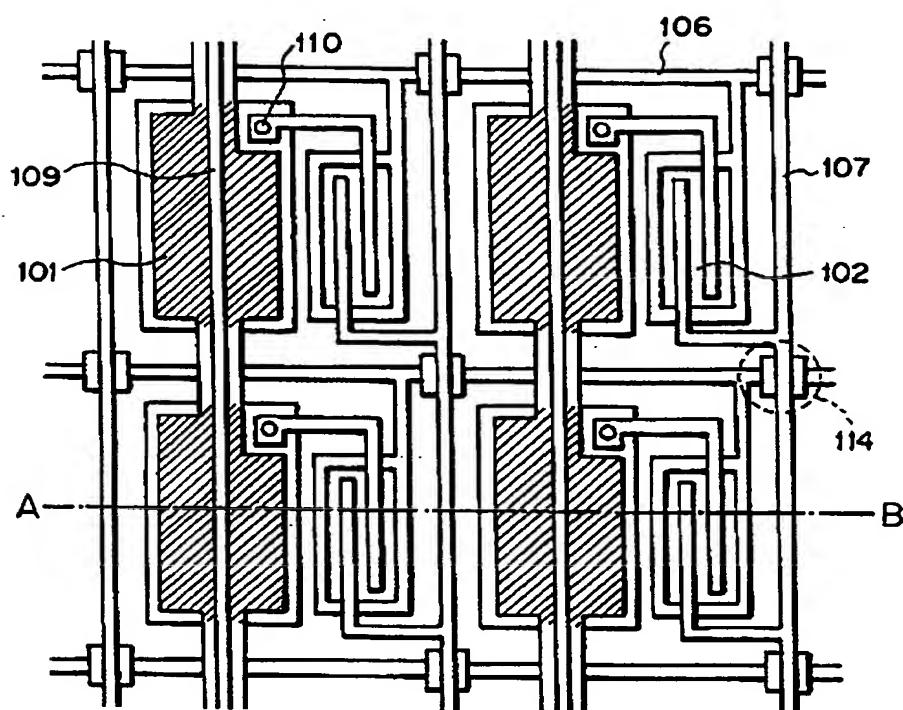
【図 2】



【図3】

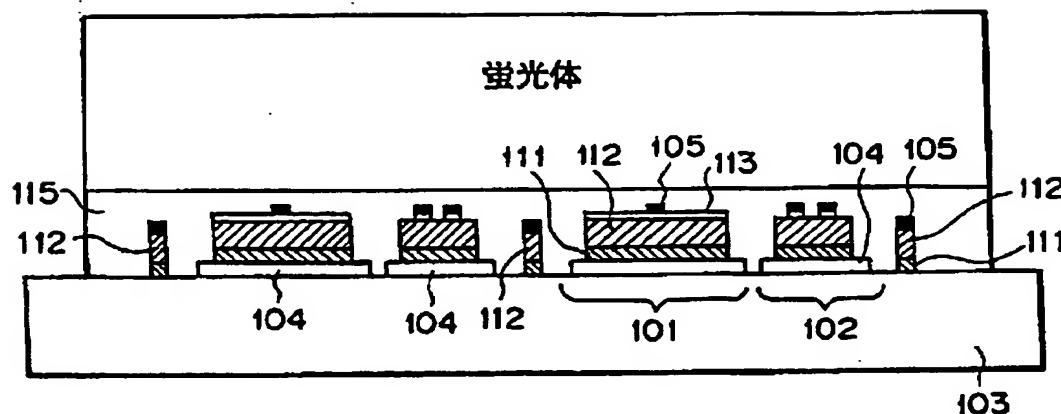


【図4】



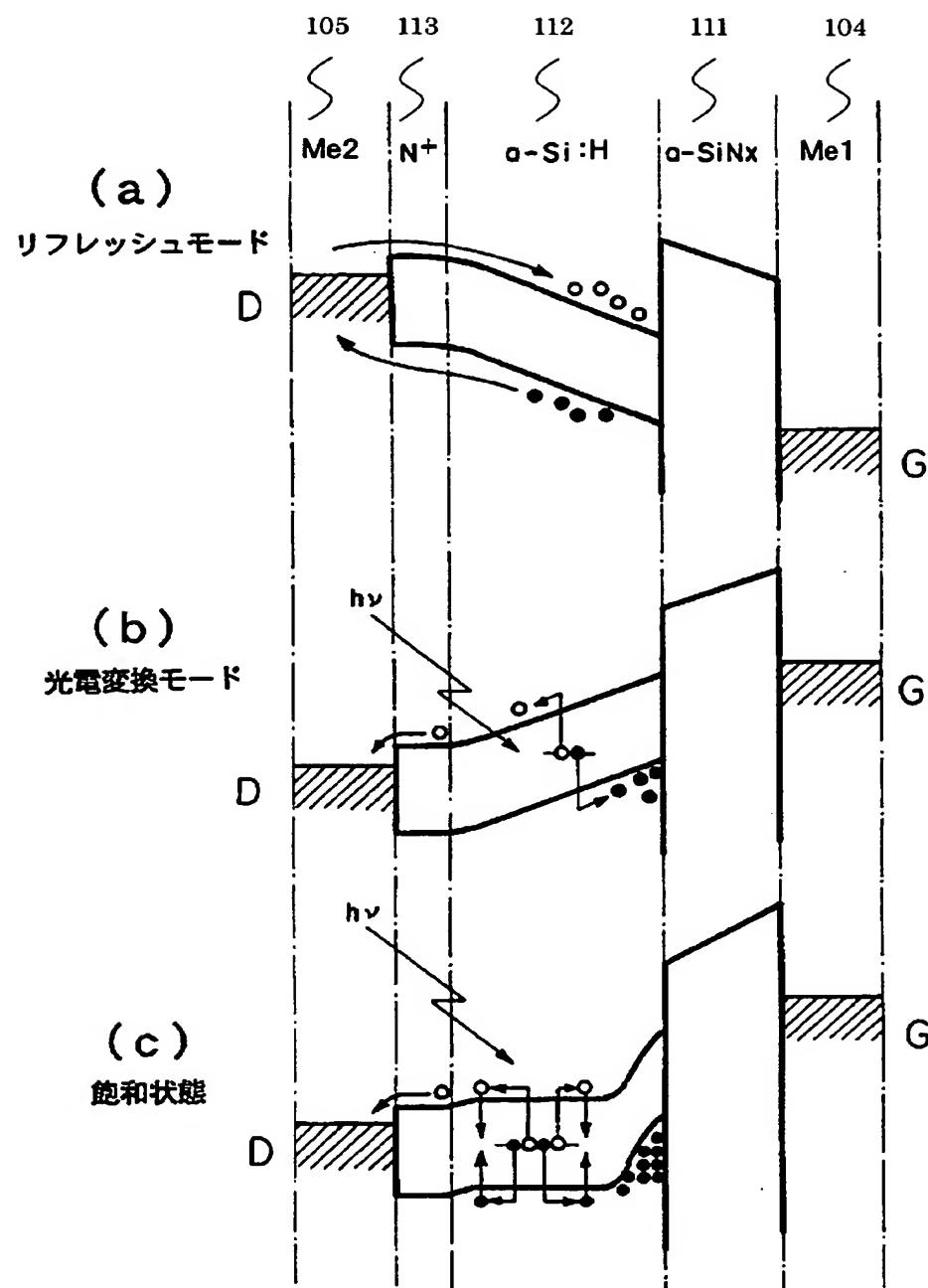
101 : 光電変換素子
102 : スイッチング素子(TFT)
106 : ゲート駆動用配線
107 : マトリクス信号配線
110 : コンタクトホール部
114 : 配線クロス部

【図5】



- 101 : 光電変換素子
- 102 : スイッチング素子(TFT)
- 103 : 絶縁基板
- 104 : 第1の金属薄膜層
- 105 : 第2の金属薄膜層
- 111 : a-SiN 絶縁薄膜層
- 112 : a-Si 半導体薄膜層
- 113 : N⁺ 層
- 115 : 保護膜

【図6】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 被写体を透過した放射線画像の撮影を行うときに、被写体の異常部位を強調して表示できるようにして、当該異常部位の検知率を向上させることができるようにする。

【解決手段】 被写体507を透過した放射線を電気信号として検出する放射線検出手段503と、電気信号として検出された被写体507の放射線画像を、所定のフレームレートで複数フレームの連続した画像として撮影し、mを自然数とすると、m枚目の画像と(m+1)枚目の画像に対してサブトラクション処理を施すことにより得られた処理画像と、前記サブトラクション処理を施していない前記m枚目の原画像、もしくは前記(m+1)枚目の原画像のいずれかとを同期させて表示装置506に表示するように制御する画像表示制御手段505とを有するように構成する。

【選択図】 図1

特願 2003-117237

出願人履歴情報

識別番号 [000001007]

1. 変更年月日 1990年 8月30日

[変更理由] 新規登録

住所 東京都大田区下丸子3丁目30番2号
氏名 キヤノン株式会社

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- BLACK BORDERS**
- IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**
- FADED TEXT OR DRAWING**
- BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**
- SKEWED/SLANTED IMAGES**
- COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**
- GRAY SCALE DOCUMENTS**
- LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**
- REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**
- OTHER:** _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.